

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-33468

(P2004-33468A)

(43) 公開日 平成16年2月5日 (2004. 2. 5)

(51) Int. Cl. ⁷

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 5/0408

A 6 1 B 5/04 3 0 0 N

A 6 1 B 5/0492

A 6 1 B 5/04 3 0 0 E

A 6 1 B 5/04 3 0 0 Q

A 6 1 B 5/04 3 0 0 V

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L

(全 1 1 頁)

(21) 出願番号 特願2002-194534 (P2002-194534)

(22) 出願日 平成14年7月3日 (2002. 7. 3)

(71) 出願人 000112602

フクダ電子株式会社

東京都文京区本郷3丁目39番4号

(74) 代理人 100076428

弁理士 大塚 康徳

(74) 代理人 100112508

弁理士 高柳 司郎

(74) 代理人 100115071

弁理士 大塚 康弘

(74) 代理人 100116894

弁理士 木村 秀二

(72) 発明者 斎藤 浩一

東京都文京区本郷3-39-4 フクダ電子株式会社内

最終頁に続く

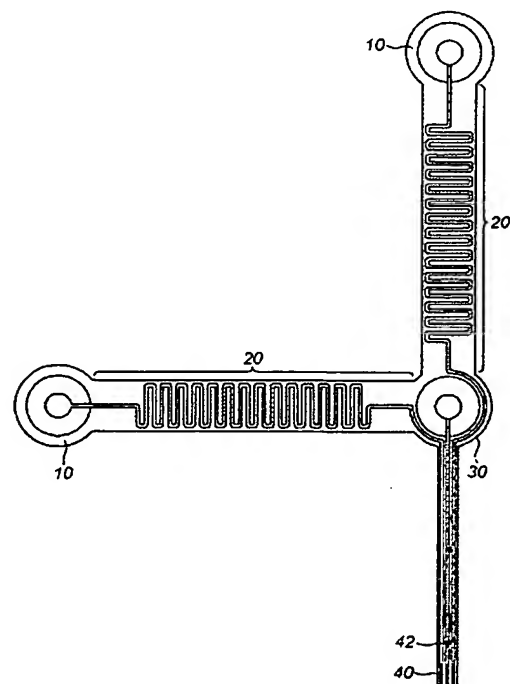
(54) 【発明の名称】 生体電極

(57) 【要約】

【課題】 生体信号を取得するための生体電極を、ケーブル部分を含めて使い捨て可能な構成とすること。

【解決手段】 導電パターンが設けられた樹脂フィルムと、導電パターンの樹脂フィルムに対向する面に設けられたベースとを有し、導電パターンが、生体信号を検出するための電極部と、当電極部に接続された配線部とから形成され、少なくとも配線部の一部と、対応する樹脂フィルムが蛇行形状を有し、かつ当蛇行形状を有する配線部に設けられるベースが伸縮性を有する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者の体表面に装着し、前記被検者の生体信号を取得するための生体電極であって、導電パターンが設けられた樹脂フィルムと、前記導電パターンの前記樹脂フィルムに対向する面に設けられたベースとを有し、前記導電パターンが、前記生体信号を検出するための電極部と、当該電極部に接続された配線部とから形成され、少なくとも前記配線部の一部と、対応する前記樹脂フィルムが蛇行形状を有し、かつ当該蛇行形状を有する配線部に設けられる前記ベースが伸縮性を有することを特徴とする生体電極。

【請求項 2】

前記電極部及び配線部を複数有することを特徴とする請求項 1 記載の生体電極。

【請求項 3】

前記電極部が、複数の周辺電極部と 1 つの中央電極部とからなり、前記複数の周辺電極部に対応する前記配線部が、前記中央電極部近傍を通るように配置されることを特徴とする請求項 2 記載の生体電極。

【請求項 4】

前記蛇行形状を有する配線部に設けられる前記ベースが、当該蛇行形状を有する配線部を包含する短冊形状を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の生体電極。

【請求項 5】

前記蛇行形状を有する配線部に設けられる前記ベースが切り込みを有することを特徴とする請求項 4 記載の生体電極。

【請求項 6】

前記蛇行形状を有する配線部に設けられる前記ベースが、当該蛇行形状を有する配線部に対応する前記樹脂フィルムと略同形状を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の生体電極。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は生体信号取得用の電極（生体電極）に関し、特に、ケーブルが不要で、使い捨ての可能な生体電極に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来、心電計を代表とする生体信号取得装置においては、被検者の皮膚表面の電位を検出するための生体電極が用いられている。このような生体電極には様々な構成のものが存在するが、大きく分けて、被検者の皮膚に取り付ける電極部分と、電極部分と生体信号取得装置との間を接続するケーブル（リードとも言う）とが一体化したもの（一体型）と、電極部分とケーブル部分を着脱可能な構成とし、電極部分を使い捨て可能にしたもの（分離型）が存在する。

【0003】**【発明が解決しようとする課題】**

しかし、いずれの構成にしてもケーブル部分は複数の被検者に対して繰り返し用いられる。ケーブルは通常十分な耐久性を持つように設計されてはいるものの、断線の可能性を無くすることはできない。また、例えばホルタ心電計等を用いた心電信信号の取得のように、日常生活における長時間の取得を行う場合、ケーブルを装着した状態で日常生活を送らねばならないため、装着感を改善するために細いケーブルを使用するが多い。ケーブルが細い上、日常生活において被検者は様々な体位を取るため、断線の可能性は安静時の信号取得に用いられるケーブルよりも高くならざるを得ない。しかも、万一断線に気づかずに生体信号の取得を行ってしまった場合、再度取得をやり直さねばならなくなることもあり、被検者の負担が増すという問題もある。

10

20

30

40

50

【0004】

さらに、従来の分離型生体電極では、電極部分をそれぞれケーブルに接続する必要があり、接続操作が煩雑であった。

また、従来の生体電極においては、被検者の体格差をカバーするため、ケーブル部分が長めになるよう設計されており、着脱時にケーブルが絡まったり、着替えを行う場合などに煩わしいという問題もあった。

また、特に一体型生体電極では、同一電極を複数の被検者に繰り返し用いるため、被検者が変わる毎にケーブルの清掃等のメンテナンスが必要であった。

【0005】**【課題を解決するための手段】**

このような従来技術の問題点を解決するため、本発明による生体電極は以下の構成を備える。

すなわち、被検者の体表面に装着し、被検者の生体信号を取得するための生体電極であって、導電パターンが設けられた樹脂フィルムと、導電パターンの樹脂フィルムに対向する面に設けられたベースとを有し、導電パターンが、生体信号を検出するための電極部と、当電極部に接続された配線部とから形成され、少なくとも配線部の一部と、対応する樹脂フィルムが蛇行形状を有し、かつ当蛇行形状を有する配線部に設けられるベースが伸縮性を有することを特徴とする。

【0006】**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明をその好適な実施形態に基づき詳細に説明する。なお、以下、ホルタ心電計に用いる生体電極に本発明を適用した場合を例に説明するが、本発明は他の心電計はもとより、心電信信号以外の生体信号の取得に用いられる生体電極に対しても適用可能である。

【0007】**■（第1の実施形態）**

図1は、本発明の第1の実施形態に係る生体電極を被検者への装着面側から見た構成例を示す平面図である。図1に示す生体電極は、1chの誘導信号を取得するための生体電極であり、中心電極部30と、中心電極部30から延びる2つの周辺電極部10を有している。なお、詳細は後述するが、各電極部に設けられた電極は電気的には接続されていない。すなわち、周辺電極部10の配線は中心電極部30上を走ってはいくが、各配線は互いに絶縁されている。各電極部からの配線は末端部40に集められ、直接、あるいは他のケーブルを介して心電計のコネクタに接続される。

【0008】

各周辺電極部10は中心電極部30と伸縮配線部20によって接続されている。なお、図1において、伸縮配線部20の導電パターンは、実際にはベース11の裏側（非装着面側）に貼りつけられているため、ベース11を透して見えるものである。

【0009】

図2は図1における周辺電極部10と、伸縮配線部20の詳細な構成例を示す平面図、図3は図2のA-A断面図である。図2は、図1とは反対に、被検者の非装着面側から見た平面図となっている。

【0010】

本実施形態において、周辺電極部10と伸縮配線部20は、共通のベース11に設けられている。ベース11は薄く、伸縮性を有し、かつ肌に触れた場合刺激が少ない柔らかな素材であることが好ましく、例えばPET、レーヨン、ウレタン等を用いた不織布を用いることが可能である。ベース11には導電パターン23が印刷された保護フィルム12が接着剤（図示せず）により貼り付けられている。導電パターンは例えば銀と塩化銀の合金であり、また保護フィルムは例えば厚さ100 μ m程度の樹脂フィルム、例えばPETフィルムを用いることができる。

【0011】

10

20

30

40

50

導電パターン23の先端は電極13を形成し、電極13は周辺電極部10の略中央に位置するように構成されている。ベース11の、電極13とその近傍に対応する領域は略円形に切り抜かれており、電極13が露出するようになっている。また、電極13上には導電性のゲル14が設けられている。従って、電極の装着時にはゲル14が被検者の皮膚に密着し、装着部位の生体信号はゲル14を介して電極13へ伝導し、さらに導電パターン23を通じて伝達される。ベース11の装着面側、ゲル14の周囲には、装着をより確実にするための粘着剤15が塗布されている。粘着剤15は例えばシリコン系粘着剤である。

【0012】

導電パターン23の、伸縮配線部20に対応する部分は、図示するように蛇行形状を有しており、保護フィルム12も導電パターン23に対応した蛇行形状を有している。ベース11が伸縮性を有し、導電パターン23及びその保護フィルム12が蛇行形状を有することにより、伸縮配線部20は導電パターン23が破断することなく、ベース11の伸縮に合わせて伸縮可能である。

【0013】

伸縮配線部20に設ける導電パターン23とその保護フィルム12の形状は導電パターン23が判断することなく伸縮可能であれば任意の形状であってよく、例えば図4に示すようにより緩やかな蛇行形状であっても良い。蛇行の程度は対応すべき配線長（中心電極部30に対し、周辺電極部10が到達可能であるべき距離の範囲）によって適宜定めることができる。すなわち、広い範囲の配線長に対応すべき場合には、導電パターン23が長くなるよう、大きく蛇行させたり、また蛇行の頻度を高くすればよい。また、逆に狭い範囲の配線長に対応すればよい場合には、より直線に近い、緩やかに蛇行した導電パターン23を採用することができる。

【0014】

また、図5に示すように、導電パターン23の蛇行部分に対応してベース11に切れ込み24を設けることにより、ベース11の素材が有する伸縮性を超える配線長に対応することも可能である。なお、切れ込み24を蛇行部分毎に設けるのではなく、所定数毎に設けたり、切れ込みを設ける範囲と設けない範囲を設けるなどの変更も任意に行うことができる。

【0015】

さらに、伸縮配線部20に設けられる導電パターン23全部が蛇行している必要は必ずしも無く、図6に示すように、部分的に蛇行させても良い。ただし、蛇行していない部分の導電パターン23が、ベース11の伸張時に加わる張力によって破断しないよう、ベース11を伸縮性のあまり高くない素材で構成する等の考慮を行うことが望ましい。

【0016】

また、図7に示すように、蛇行部分に対応する保護フィルム12において、特に外側に位置する曲がり角Aの形状は丸みを持たせることが好ましい。鋭角な形状を有する保護フィルム12を用いた場合、被検者の肌に刺激を与え、装着感を悪化させる虞がある。内側に位置する曲がり角Bについては、丸みを持たせても持たせなくてもよい。

【0017】

次に、中央電極部30及び末端部40の構成を、図8を参照して説明する。図8(a)は中央電極部30の装着面側から見た拡大平面図、図8(b)は中央電極部30から末端部40へ至る部分の断面図である。

【0018】

中央電極部30の構成は基本的に図3を用いて説明した周辺電極部10と同一であるが、保護フィルム12に印刷される配線パターンが中央電極部30の電極13だけでなく、周辺電極部10へ延びる導電パターン23を含んでいる点が大きく異なる。周辺電極部10へ延びる導電パターン23は、電極13を露出させるために中央電極部30の中央に設けられた、ベース11の開口部周囲に沿って末端部40へ引き回される。導電パターン23が印刷される保護フィルム12は絶縁体であるため、同一保護フィルム上に印刷される、末端部から各電極部へ延びる3本の導電パターンは互いに絶縁されている。

【0019】

中央電極部30から末端部40に至る部分にはベース11が存在しないため、導電パターン23の露出を防止するために絶縁層32が例えばコーティングにより設けられている。絶縁層32は末端部40の、心電計又は心電計接続用のコネクタ変換ケーブルと電氣的に接続されるコネクタ部分には設けられない。また、コネクタ部分を補強するため、裏面には補強部材41が貼り付けられる。挿入面マーク42は、絶縁層32表面に印刷されるマークであり、心電計又は心電計接続用コネクタ変換ケーブルへの挿入方向を明示している。

【0020】

このような生体電極は、例えば次のような工程で製造することが可能である。すなわち、保護フィルム12に生体電極全体の導電パターンを印刷し、型抜きする。一方、各電極部とこれらを接続する伸縮配線部20に対応する形状のベース11を作成する。電極用の開口部も設けておく。そして、保護フィルム12の導電パターン23形成面に接着剤を塗布し、ベース11と接着する。ゲル14や粘着剤15、絶縁層32、補強部材41は適切なタイミングで設ければよい。そして、最後に、ゲル14と粘着剤15を覆う剥離フィルムを取り付ける。

【0021】

あるいは、中央電極部30と末端部40を1つの部品（中央電極部品）、伸縮配線部20と対応する周辺電極部10を1つの部品（周辺電極部品）として作成し、例えば図1に示すI字形の生体電極とする場合には中央電極部品に2つの周辺電極部品を取り付けることによっても製造が可能である。中央電極部品と周辺電極部品とは、導電パターンが導通するように保護フィルム相互を融着することにより接着することが可能である。

【0022】

次に、本実施形態に係る生体電極の使用方法について図9を用いて説明する。本実施形態に係る生体電極は、例えば図9（a）に示すように、中央電極部30から横方向に延びる周辺電極部10を中央電極部30上に折り畳んだ状態で提供される。

【0023】

まず、上部に位置する周辺電極部10の剥離フィルムを剥がし、胸骨上端部に貼り付ける。そして、中央電極部30を自然に垂れ下がった位置に貼り付ける（図9（b））。次に、もう一方の周辺電極部10の剥離フィルムを剥がし、左胸側面に貼り付ける（図9（c））。この場合、中央電極部30は不関電極として機能する。

【0024】

このように生体電極を装着した後、末端部40を心電計のコネクタ又は、心電計のコネクタに一端を接続されたコネクタ変換ケーブルの他端に挿入する。コネクタ変換ケーブルは、本実施形態に係る生体電極のコネクタ部形状を、任意形状及びピン配置のコネクタに変換するケーブルであり、この変換ケーブルを用いることにより、従来の生体電極に適合した心電計に本実施形態に係る生体電極を使用することが可能になる。

【0025】

このように、本実施形態に係る生体電極は、簡便な構成で使い捨てすることが可能である。そのため、従来の一体型生体電極のようなケーブル清掃等のメンテナンスが不要であり、手間が掛からない上、衛生面においても改善される。また、電極部分とケーブル部分が一体となっているため、分離型生体電極のように電極とケーブルを個々に接続する手間が不要となる。

さらに、従来のケーブルに相当する伸縮配線部が伸縮性を有するため、様々な体型の被検者が用いてもケーブルが余ったりすることが無く、装着感が良い。また、電極相互の位置が予め大まかに決められているため、従来の生体電極に比べて電極の取り付け位置の目安がつけやすく、被検者の装着が容易である。

【0026】**■（第2の実施形態）**

第1の実施形態では、伸縮配線部20を構成するベース11が、蛇行する導電パターン2

10

20

30

40

50

3の形状とは無関係な、帯形状を有していた。これに対し、本実施形態に係る生体電極は、伸縮配線部20を構成するベース11が、実質的に導電パターン23の保護フィルム12と同一の形状を有する点を特徴とする。

【0027】

図10は、本実施形態に係る生体電極の、周辺電極部10及び伸縮配線部20部分の拡大平面図である。第1の実施形態における同様の図面である図2との比較から明らかなように、本実施形態に係る生体電極のベース11は、保護フィルム12と実質的に同一形状を有している。

【0028】

このように構成することにより、例えば上述の周辺電極部品を製造する場合に、導電パターン23を印刷した保護フィルム12と、ベース11とを接着してから一度に型抜きすることが可能になり、製造がより容易になる。また、伸縮配線部20の伸縮性が増すという利点がある。また、図6で説明したように、電極部を接続する導電パターン23全部が蛇行している必要は必ずしも無く、部分的に蛇行させても良い。例えば導電パターン23の中央部のみを蛇行させた場合の構成例を図11に示す。

【0029】

■（第3の実施形態）

図12は本発明の第3の実施形態に係る生体電極の構成例を示す平面図である。本実施形態に係る生体電極は、周辺電極部10（及び対応する伸縮配線部20）が3つに増えている点以外は第1の実施形態に係る生体電極と同一の構成を有する。

【0030】

すなわち、本発明に係る生体電極は、取得する生体信号の種類やチャンネル数に応じて、周辺電極部10の数と取り付け位置を任意に設定可能である。図12に示す例では、2chの心電信号を取得することが可能である。図13に、他の構成例を電極の配置として示す。図13（d）の電極配置を用いた場合の具体例を図14に示す。

【0031】

なお、図12に示す構成において、第2の実施形態に示したような形状の伸縮配線部20を用いることももちろん可能である。この場合の構成例を図15に示す。

【0032】

【他の実施形態】

上述の実施形態においては、ベース11を同一の素材で構成した場合のみを説明したが、伸縮性が必要とされるのは原則的に伸縮配線部20部分のみであるため、周辺電極部10や中央電極部30で用いられるベースは伸縮配線部20部分のベースとは異なる材質であってもよい。

【0033】

また、上述の実施形態においては、中央電極部30に各周辺電極部10が接続される構成を示したが、中央電極部30には必ずしも電極を設ける必要はない。すなわち、各周辺電極部10を接続する機能と、各周辺電極部10からの導電パターン23を末端部40へ集める機能のみを有していても良い。

【0034】

さらに、各電極部の外形は円形に限定されるものではなく、任意の形状を採用することが可能である。

【0035】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、電極部分とケーブル部分を簡便な構成で一体化したことにより、従来必要であったケーブルを不要とし、ケーブル部分を含めて使い捨てすることが可能になり、繰り返し使用による断線を解消することができる。また、ケーブル部分に伸縮性を持たせることにより、装着感を向上することが可能となる。

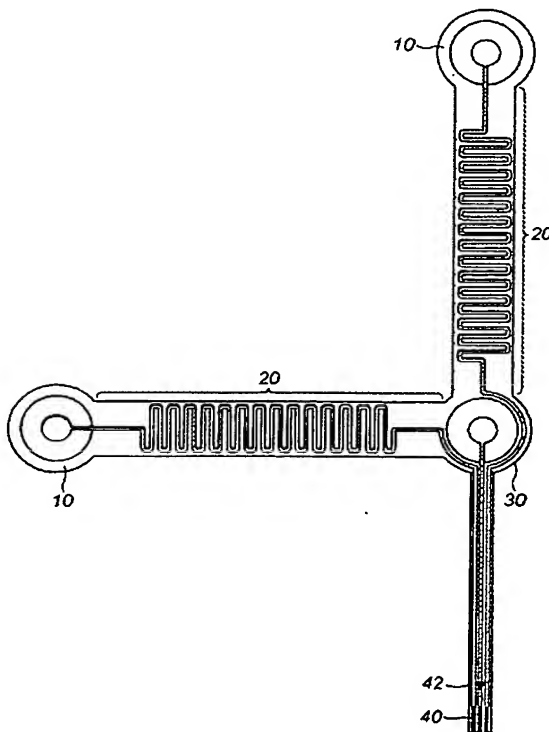
【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る生体電極の全体構成例を示す平面図である。

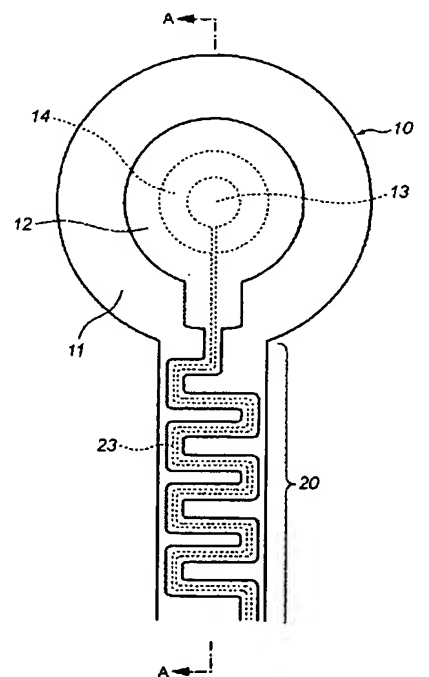
- 【図 2】 図 1 における周辺電極部 10 と伸縮配線部 20 の構成例を示す平面図である。
- 【図 3】 図 2 における A-A 断面図である。
- 【図 4】 伸縮配線部 20 に設ける導電パターン 23 の別の形状例を示す図である。
- 【図 5】 伸縮配線部 20 の別の構成例を示す図である。
- 【図 6】 伸縮配線部 20 に設ける導電パターン 23 のさらに別の形状例を示す図である。
- 【図 7】 伸縮配線部 20 に設ける導電パターン 23 の形状を説明する図である。
- 【図 8】 図 1 における中央電極部 30 と末端部 40 の構成例を示す図である。
- 【図 9】 図 1 に示す生体電極の取り付け手順を説明する図である。
- 【図 10】 本発明の第 2 の実施形態に係る生体電極における周辺電極部 10 と伸縮配線部 20 の構成例を示す平面図である。
- 【図 11】 本発明の第 2 の実施形態に係る生体電極の別の構成例を示す平面図である。
- 【図 12】 本発明の第 3 の実施形態に係る生体電極の全体構成例を示す平面図である。
- 【図 13】 本発明の第 3 の実施形態に係る生体電極の他の電極配置例を示す平面図である。
- 【図 14】 図 13 (d) に示す電極配置を有する生体電極の構成例を示す平面図である。
- 【図 15】 本発明の第 3 の実施形態に係る生体電極に第 2 の実施形態における伸縮配線部の構成を適用した例を示す平面図である。

10

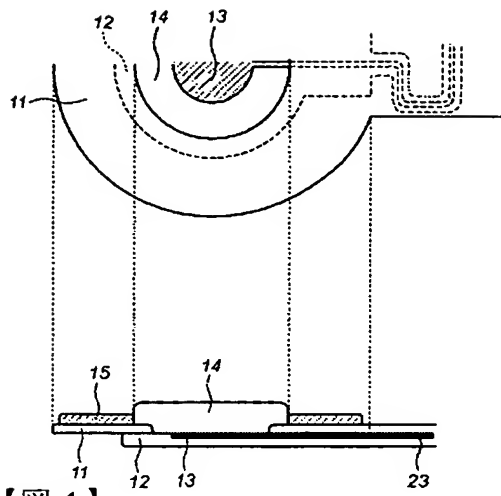
【図 1】



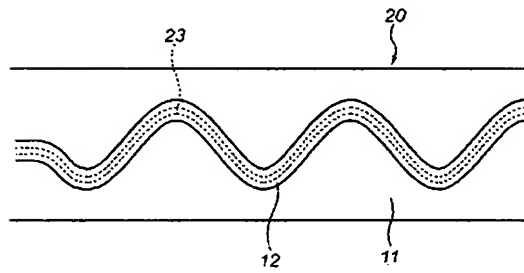
【図 2】



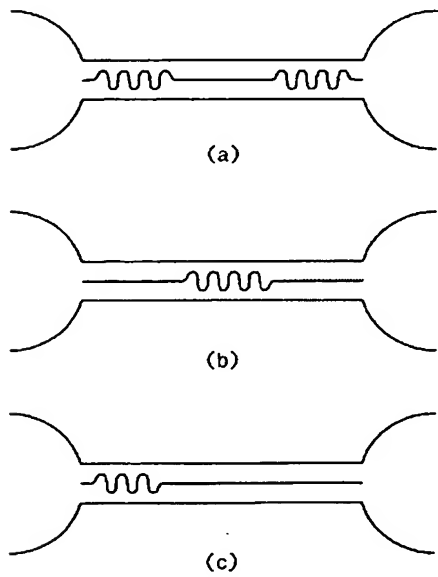
【図 3】



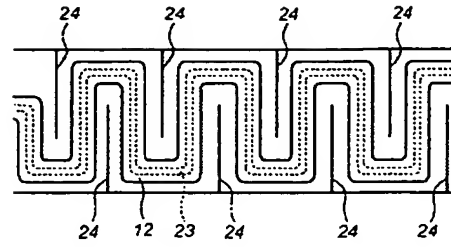
【図 4】



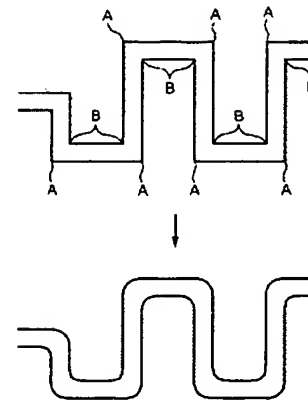
【図 6】



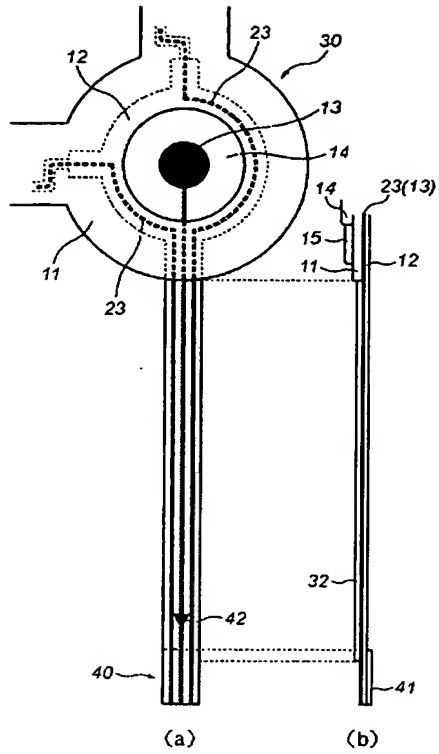
【図 5】



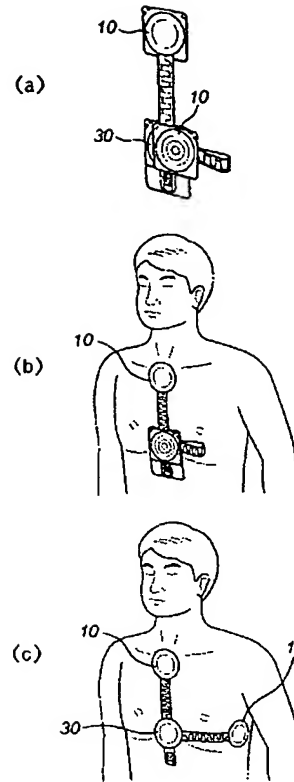
【図 7】



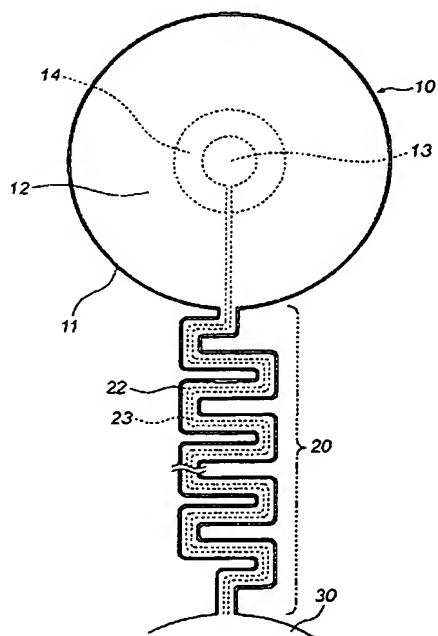
【図 8】



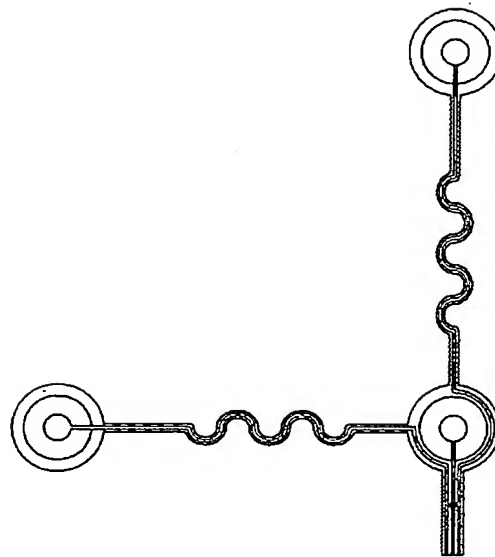
【図 9】



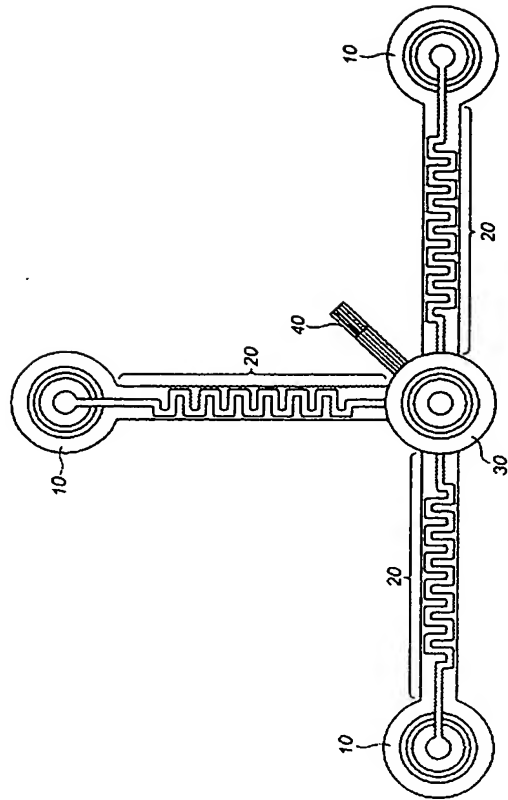
【図 10】



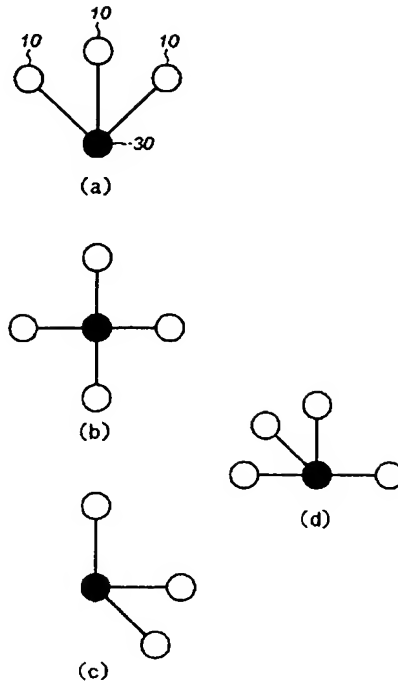
【図 11】



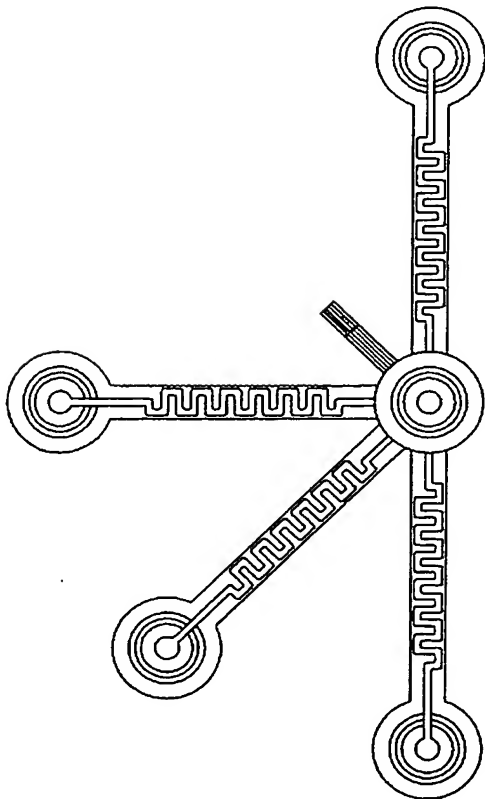
【図 1 2】



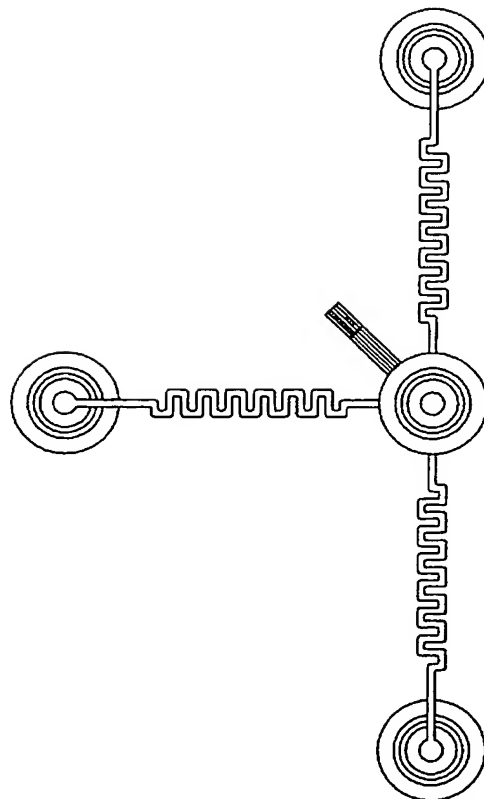
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

- (72)発明者 川村 真一
東京都文京区本郷3-39-4 フクダ電子株式会社内
(72)発明者 見沢 明
東京都文京区本郷3-39-4 フクダ電子株式会社内
(72)発明者 石田 正義
東京都文京区本郷3-39-4 フクダ電子株式会社内